

文章编号:1004-4213(2010)01-0103-4

利用维纳滤波改善声透镜光声成像系统的分辨率

唐秀文,唐志列,吴泳波

(华南师范大学 物理与电信工程学院,广州 510006)

摘 要:为了克服衍射效应对光声成像系统分辨率的限制,需要采用逆卷积方法进行图像反演.从理论上分析了声透镜成像原理,模拟仿真了声透镜的点扩展函数对声透镜成像系统分辨率的影响和维纳滤波解卷积方法复原光声成像的过程,并利用自搭建的声透镜光声成像系统进行了深入的实验研究,得到了物平面上相距 4 mm 和 3 mm 的两个黑胶带点的直接成像光声图以及经过维纳滤波解卷积方法得到的还原图,并进行了比较.仿真结果与实验结果一致表明:用维纳滤波解卷积方法可以提高光声成像系统的分辨率.

关键词:光声成像;声透镜;维纳滤波;分辨率;点扩展函数

中图分类号:O43

文献标识码:A

doi:10.3788/gzxb20114001.0103

0 引言

光声成像技术是一种无损的医学成像技术,它结合了纯光学成像的高对比度和纯声学成像的高穿透性特性^[1].由于光声信号携带了生物组织光吸收特性的信息,而生物组织的光吸收特性与组织的生理特征、代谢状态、病变特性等密切相关^[2-7],因此,光声成像是近年来生物医学影像领域研究的一大热点.

目前成像技术可归纳三种模式:相控聚焦法、基于 Radon 反演的滤波反投影成像法和声透镜成像法.Xing 等^[8]根据相控聚焦的原理,利用 320 阵元的换能器线阵,实现了快速光声成像.Wang L. V. 等^[9]把 Radon 反演算法发展成一种高分辨率的光声成像方法.这两种成像方法都避免了声波衍射效应的限制,因而可以实现高分辨率成像,但由于需要对成像物体进行扫描和数据平均处理等,所需时间较长,还可能会引起重建伪迹.

为了实现快速、实时的光声成像,Tang 等人提出利用声透镜直接对光声信号进行二维光声成像^[10-12].由于声透镜具有并行成像的特性,能够把成像物体某个层面的光声压分布(正比于物体的光吸收分布)同时成像在像面上,从而能实现快速光声成像.但由于声透镜成像系统是个衍射受限系统,需要采用逆卷积方法进行图像反演,从而提高光声成像系统的分辨率.本文首先从理论上模拟仿真了声透镜的点扩展函数(Point Spread Function, PSF)对声

透镜成像系统分辨率的影响,进而用维纳滤波解卷积方法进行了图像复原,最后进行了深入的实验研究.

1 实验原理

1.1 光声成像系统退化模型

光声信号是由脉冲激光辐照样品所产生的超声波,光声信号的成像理论可以借鉴光学成像理论.先假设系统是无像差的声透镜光声成像系统且激光均匀地照射到样品上,样品中每一点所产生的光声信号都可以看成是一个独立的点声源,并具有单一频率.设点声源位于声透镜前距离为 d_0 的物平面 x_0, y_0 的坐标原点上,在声透镜的距离为 d_1 的像平面 x_1, y_1 上观察点声源的像.从复振幅为 $U_0(x_0, y_0)$ 的点声源出发,沿着声波传播方向,依次计算紧贴声透镜前平面上声场复振幅分布 $U_1(x, y)$,紧贴声透镜后平面声场复振幅分布 $U'_1(x, y)$,得到像平面上声场复振幅分布 $U_i(x_1, y_1)$.成像过程如图 1.

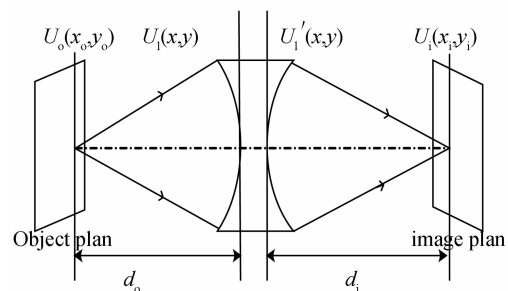


图 1 声透镜成像原理

Fig. 1 Diagram of acoustic lens imaging system

基金项目:国家自然科学基金(No. 60877068)和国家高技术研究发展计划(No. 2006AA02Z4B4)资助

第一作者:唐秀文(1985-),女,硕士研究生,主要研究方向为光声成像与器件.

导师:唐志列(1963-),男,教授,博导,主要研究方向为共焦显微成像与光声成像. Email: tangzhl@senu.edu.cn

收稿日期:2010-03-26;修回日期:2010-08-17

当点声源是单频时,复振幅分布为 $\delta(x_0, y_0)$ 函数,即 $U_0(x_0, y_0) = \delta(x_0, y_0)$,可以得到像平面上的复振幅分布^[13]

$$U_i(x_i, y_i) = \frac{1}{\lambda^2 d_i d_o} \exp(jk(d_i + d_o)) \times \exp\left(jk \frac{x_i^2 + y_i^2}{2d_i}\right) \times \iint_{-\infty}^{\infty} P(x, y) \times \exp\left\{-j \frac{\pi}{\lambda} \left(\frac{1}{d_o} + \frac{1}{d_i} - \frac{1}{f}\right) (x^2 + y^2)\right\} \times \exp\left\{-j2\pi \frac{x_i x + y_i y}{\lambda d_i}\right\} dx dy \quad (1)$$

在主轴上的一个单频点声源,通过声透镜后,将在点声源的共轭点处形成一个像,这个像就是声透镜的脉冲响应,它不再是函数,而是扩展为有一定分布的点扩展函数 $h(x_i, y_i) = U_i(x_i, y_i)$.

一个声源(样品)可以看成是无数点声源的集合,每个点声源都以其在像平面上的共轭像点为中心,产生各自的脉冲响应,呈现有一定分布的衍射斑.所有脉冲响应的叠加,就形成像平面上的声场分布.实际得到的图像可表示为物平面的声压分布与点扩展函数的卷积.

$$g(x, y) = f(x, y) * h(x, y) + n(x, y) \quad (2)$$

式中 $f(x, y)$ 表示样品的原图像, $g(x, y)$ 是经过声透镜系统时受点扩展函数 $h(x, y)$ 影响后生成的退化图像, $n(x, y)$ 代表来自于电子器件的噪声.

因为光声信号是一种宽频信号^[14],且由于激发光是一种脉宽为纳秒的脉冲激光,在时间上呈高斯分布,根据高斯函数的傅里叶变换仍然是高斯函数,则其激发的光声信号分布假设为高斯分布.所以,点声源经过声透镜后,频带范围内的各波长都不再成像于中心波长经过声透镜后的成像平面上,而产生不同程度的离焦现象,使得整个系统的成像分辨率降低.

1.2 维纳滤波处理方法

维纳滤波原理^[15]是寻找一个使统计误差函数 $e^2 = E\{(f - \hat{f})^2\}$ 最小时,最接近原图 f 的估计值 \hat{f} . E 是期望值操作符.

$$\hat{F}(u, v) = \left[\frac{1}{H(u, v) |H(u, v)|^2 + k} \right] G(u, v) \quad (3)$$

式中 $G(u, v)$ 是 $g(x, y)$ 的频域形式, $H(u, v)$ 是 $h(x, y)$ 的频域形式,而 k 是一个特殊的常数,表示噪声的功率谱与未退化图像的功率谱的比值.当噪声很小时, $k \approx 0$,它相当于一个纯逆滤波器;当噪声很大时, k 很大,它又相当于一个匹配滤波器,所以可以通过选用合适的 k ,恢复出原物图 f .

2 计算机仿真

用 MATLAB 模拟光声成像系统的退化作用:产生一个具有高斯分布的点扩展函数与原物图进行卷积,然后给卷积的结果加上一个随机噪声.选用 fspecial 函数中 ('gaussian', 15, 25) 和 deconvwnr 中 $k=0.01$ 得到:图 2(b)是图 2(a)原物图在点扩展函数和噪声的共同作用下得到的退化图像,由于点扩展函数和噪声的影响,原来十分清晰的光声图像已经变得模糊不清,靠近的两点叠加在一起了,也是需要图像复原的光声图像.对光声成像系统进行图像复原,是去除系统传递函数和系统噪声对光声信号的影响,通过解卷积反推出物平面的光声信号分布,得到还原图 2(c).

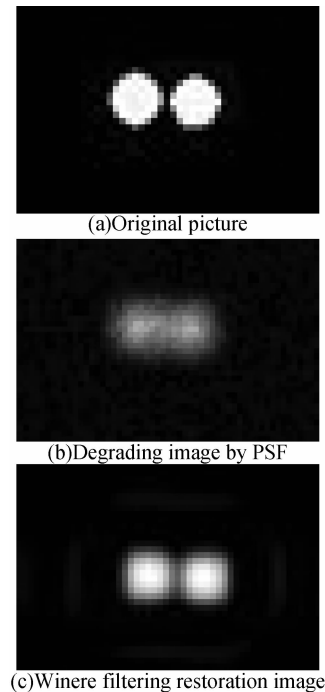


图 2 模拟过程

Fig. 2 Simulation Process

从图像复原效果看,维纳滤波方法是一种可行的图像复原方法,它可以把由于受到点扩展函数及随机噪声作用而变得模糊不清的,甚至已经不能区分的两个点样品图,恢复成十分清晰的两个点样品图,并且复原图像与原图像十分吻合.

3 实验装置

基于快速采集系统的声透镜光声成像实验装置如图 3, YAG 激光器、声透镜、线性阵列超声探测器、数据采集卡、电子开关、扫描平台、计算机、示波器等.其中, YAG 激光器是美国 Spectra Physics 公司生产的,型号为 PRO-230, 激光器倍频后发射波长为 532 nm、脉宽为 7 ns 的脉冲激光,经扩束镜扩束后照射样品,扩束后的光斑直径约为 20 mm. 声透镜由课题组研究设计,孔径为 40 mm,在水中的

焦距约为 50 mm. 线性阵列超声探测器共有 64 个探元,探元由压电陶瓷材料组成,单个探元的面积为 $0.22 \times 1.0 \text{ mm}^2$,探元之间的间距为 1.5 mm. 64 路电子开关由我们课题组研究制作,其作用是让 64 个探元获得的光声信号按顺序输入到数据采集卡. 扫描平台由步进电机带动,步进电机由数据采集卡(型号为 PCI4712,成都中科动态仪器有限公司生产制作)控制. 示波器采用 Tektronix TDS1012.

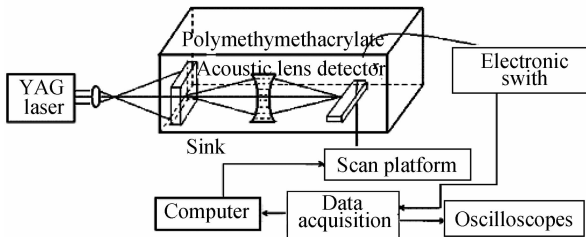


图 3 声透镜光声成像系统的实验装置
Fig. 3 Experimental setup for photoacoustic imaging based on acoustic lens

4 实验结果和分析

首先使用图 3 的装置来测量声透镜的点扩展函数. 在有机玻璃上放置一个足够小的黑胶带点样品,通过探测器采集样品的光声信号. 光声信号的波长约为 1.5 mm,黑胶带点样品尺寸约为,小于光声信号波长的一半,因此样品可以被近似看作点声源. 样品与声透镜相距(即物距)约 100 mm,声透镜与探测器相距(即像距)约 100 mm,调节探测器高度,使样品、声透镜、探测器三者共轴,然后在像平面探测点声源横向一维的声压分布. 如图 4.

在实验中把物平面上两个黑胶带点样品的距离分别调整为 4 mm 和 3 mm,样品经过声透镜直接成像于像平面,图 5 和图 6 分别是两个横向放置距离 4 mm、3 mm 的黑胶带点样品的光声图像,其中图 6 (a)为通过实验装置测量到的光声图像,图 6 (b)为利用维纳滤波方法对图 6(a)图像复原后所得的光声图像.

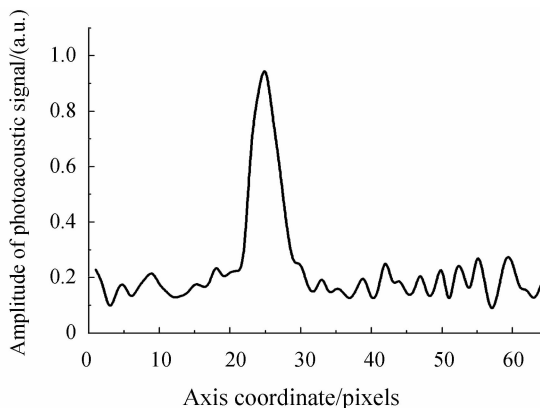
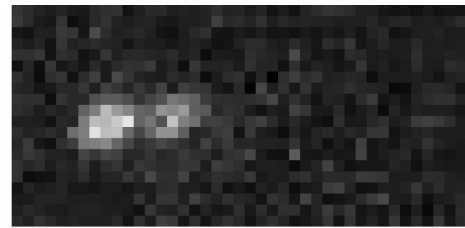
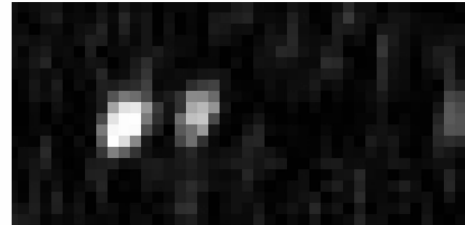


图 4 实验测量的声透镜点扩展函数
Fig. 4 An acoustic lens PSF obtained from experiment



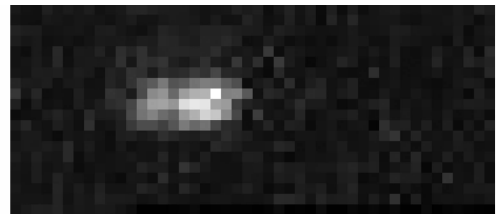
(a)Picture obtained from an acoustic lens imaging system



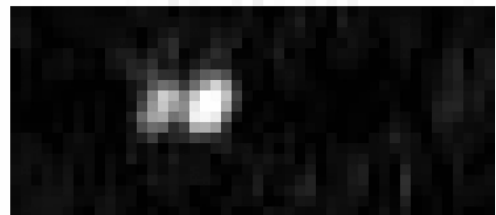
(b)Picture restored after wiener filtering

图 5 两点实际距离为 4 mm 的光声图像

Fig. 5 Photograph of two dots with a distance of 4 mm



(a)Picture obtained from an acoustic lens imaging system



(b)Picture restored after wiener filtering

图 6 两点实际距离为 3 mm 的光声图像

Fig. 6 Photograph of two dots with a distance of 3 mm

从图 5 和图 6 可以看到,由于受到声透镜的点扩展作用和噪声的影响,物平面上相距 4 mm 的两个黑胶带点在像平面的光声图像部分重叠在一起. 通过取出点扩展函数的主值部分,与退化图像进行维纳逆滤波,它的光声图像能更清晰地分辨开来;物平面上相距 3 mm 的两个黑胶带点在像平面的光声图像基本叠加在一起,然而经过维纳滤波图像复原后,它的光声图像能基本分辨开来.

5 结论

本文从原理上分析了声透镜光声成像原理及系统分辨率下降的原因,提出用维纳滤波方法,利用点扩展函数复原出原物图,进而提高整个系统的成像效果. 从软件仿真和实验结果可以看出:维纳滤波能提高声透镜光声成像系统的分辨率. 而系统的点扩展函数是影响图像复原效果的关键因素,若能更精确地测量出基于声透镜光声成像系统的点扩展函数,再利用维纳滤波方法复原光声图像,相信一定能

获得更好的图像复原效果,得到更高分辨率的光声图像.

参考文献

- [1] XU Ming-hua, WANG L H. Photoacoustic imaging in biomedicine[J]. *Rev Sci Instrum*, 2006, **77**(4), 041101:1-22.
- [2] KÖSTLI K P, FRENZ M, BEBIE H, *et al.* Temporal backward projection of optoacoustic pressure transients using Fourier transform methods[J]. *Phys Med Biol*, 2001, **46**(7): 1863-1872.
- [3] XIANG Liang-zhong, XING Da, GU Huai-ming, *et al.* Noninvasive photoacoustic tomography in biological tissue with ultrasonic probe beam[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2007, **36**(7): 1307-1311.
向良忠, 邢达, 谷怀民, 等. 基于探测超声的生物组织无损光声层析成像[J]. *光子学报*, 2007, **36**(7): 1307-1311.
- [4] TAN Yi, HE Jun-feng. Integrative Fast Photoacoustic Imaging System Based on Multi-element Phase-controlled Technique [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2007, **36**(9): 1726-1729.
谭毅, 何军锋. 基于多元相控技术的一体化光声快速成像系统[J]. *光子学报*, 2007, **36**(9): 1726-1729.
- [5] WANG Xue-ding, PANG Yong-jiang, KU G, *et al.* Noninvasive laser-induced photoacoustic tomography for structural and functional in vivo imaging of the brain[J]. *Nat Biotechnol*, 2003, **21**(7): 803-806.
- [6] ZENG Lü-ming, LIU Guo-dong, REN Zhong, *et al.* Design of high-resolution photoacoustic imaging system based on LabVIEW station[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2008, **37**(7): 1436-1440.
曾吕明, 刘国栋, 任重, 等. 基于 LabVIEW 平台的高准确度光声成像系统设计[J]. *光子学报*, 2008, **37**(7): 1436-1440.
- [7] MANOHAR S, KHARINE A, van HESPEL J C G, *et al.* Photoacoustic mammography laboratory prototype: imaging of breast tissue phantoms[J]. *J Biomed Opt*, 2004, **9**(6): 1172-1181.
- [8] YIN Bang-zheng, XING Da, WANG Yi, *et al.* Fast photoacoustic imaging system based on 320-element linear transducer array [J]. *Phys Med Biol*, 2004, **49**(7): 1339-1346.
- [9] KU G, WANG L H. Deeply penetrating photoacoustic tomography in biological tissues enhanced with an optical contrast agent [J]. *Opt Lett*, 2005, **30**(5): 507-509.
- [10] LI Ling-yan, ZHENG Chu-jun, TANG Zhi-lie, *et al.* Binary Acoustics Study on Optoacoustic Imaging Lens [J]. *Acta Optica Sinica*, 2005, **25**(10): 1313-1318.
李凌燕, 郑楚君, 唐志列, 等. 对光声成像系统中声透镜的二元声学研究[J]. *光学学报*, 2005, **25**(10): 1313-1318.
- [11] CEHN Zhan-xu, TANG Zhi-lie, WAN Wei, *et al.* Photoacoustic tomography imaging based on an acoustic lens imaging system[J]. *Acta Physica Sinica*, 2006, **55**(8): 4365-4370.
陈湛旭, 唐志列, 万巍, 等. 基于声透镜成像系统的光声层析成像[J]. *物理学报*, 2006, **55**(8): 4365-4370.
- [12] WEI Ya-yong, TANG Zhi-lie, ZHANG Han-chao, *et al.* Photoacoustic tomography imaging using a 4f acoustic lens and peak-hold technology [J]. *Opt Express*, 2008, **16**(8): 5314-5319.
- [13] XU Xian-feng, TANG Zhi-lie, WANG Jie, *et al.* Studies on acoustic lens imaging of photoacoustic signal[J]. *Acta Optica Sinica*, 2003, **23**(9): 1105-1109.
徐险峰, 唐志列, 汪洁, 等. 光声信号的声透镜层析成像研究[J]. *光学学报*, 2003, **23**(9): 1105-1109.
- [14] TAN Yi, XING Da, WANG Yi, *et al.* Photoacoustic imaging with attenuation rectification of different frequent components of photoacoustic signal[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2005, **34**(1): 1019-1022.
谭毅, 邢达, 王毅, 等. 基于不同频率成份衰减矫正的光声成像方法[J]. *光子学报*, 2005, **34**(7): 1019-1022.
- [15] 冈萨雷斯. 数字图像处理 [M], 阮宇智, 译. 2 版. 北京: 电子工业出版社, 2005: 179-210.

Resolution Improvement of Photoacoustic Imaging System Based on an Acoustic Lens with Winere Filter

TANG Xiu-wen, TANG Zhi-lie, WU Yong-bo

(School of Physics and Telecommunication Engineering, South China Normal University, Guangzhou 510006, China)

Abstract: In order to overcome the limitation of diffraction effect on the resolution of photoacoustic imaging system, the deconvolution method needs to be used for image retrieval. The acoustic lens imaging theory was introduced firstly, and the effect of the acoustic lens point spread function was simulated based on the resolution of acoustic lens-based imaging system and photoacoustic imaging restoration process of Wiener filter deconvolution. Using self-erected acoustic lens-based photoacoustic imaging system, the direct photoacoustic imaging pictures and the restored pictures from Wiener filter deconvolution of two dots of black adhesive tape with a distance of 4 mm and 3 mm are obtained and compared. The simulation and experimental results indicate that Wiener filter deconvolution can improve the resolution of photoacoustic imaging system.

Key words: Photoacoustic imaging; Acoustic lens; Wiener filter; Resolution; Point Spread Function (PSF)